

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-448

(P2001-448A)

(43) 公開日 平成13年1月9日 (2001.1.9)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード*(参考)
A 6 1 B 19/00 5/0402 17/28 18/00 18/12	5 0 2	A 6 1 B 19/00 17/28 B 2 5 J 3/00 7/00 A 6 1 B 5/04	5 0 2 3 F 0 5 9 3 F 0 6 0 Z 4 C 0 2 7 4 C 0 6 0 3 1 0 M
		審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)	最終頁に続く

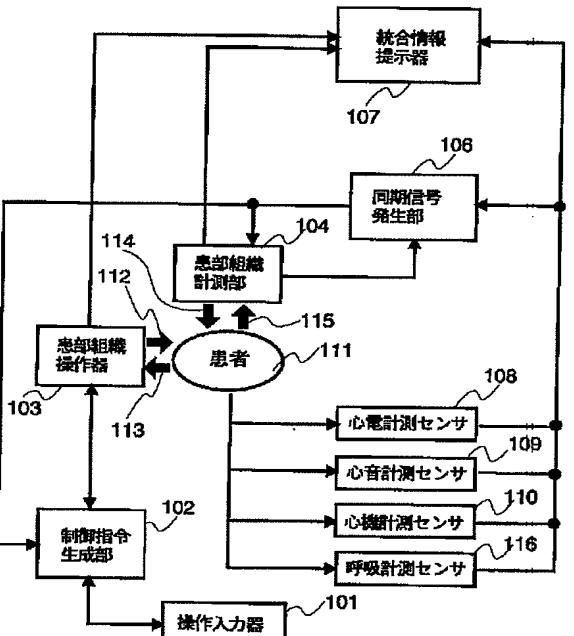
(21) 出願番号	特願平11-173569	(71) 出願人	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
(22) 出願日	平成11年6月21日(1999.6.21)	(72) 発明者	田島 不二夫 茨城県土浦市神立町502番地 株式会社日立製作所機械研究所内
		(72) 発明者	菅 和俊 茨城県土浦市神立町502番地 株式会社日立製作所機械研究所内
		(74) 代理人	100098017 弁理士 吉岡 宏嗣
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手術装置

(57) 【要約】

【課題】 手術操作の際に患部が動くことの影響を低減する。

【解決手段】 心臓の拍動を促す神経電位の変化を検出する心電計測センサ108と、心音を検出する心音計測センサ109と、心臓の拍動を検出する心機計測センサ110と、呼吸動を検出する呼吸計測センサ116と、使用者の手術操作を入力する操作入力器101と、入力された操作情報から制御指令を生成する制御指令生成部102と、制御指令に従い対象患部に対して手術を行う患部組織操作器103と、治療対象臓器を計測する患部組織計測部104と、患部組織計測部104と前記計測部108~110、116からの計測情報に基づき治療対象臓器の動態を同定し、治療対象臓器の拍動期に操作入力器と患部組織操作器の動作抑制を行う信号を発生する同期信号発生部106と、患部組織計測部104と患部組織操作器103および前記各計測部からの計測情報を統合し提示する統合情報提示器107とを具備した手術装置とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 入力される制御指令に基づいて患者の治療対象臓器の対象患部に対して物理的或いは化学的な処理を行なう患部組織操作手段と、操作者に操作されて前記患部組織操作手段に行わせる動作を模擬した動作を行い、患部組織操作手段の動作を規定する操作情報を生成、出力する操作入力手段と、前記操作情報を基づいて前記患部組織操作手段に対する前記制御指令を生成、出力する制御指令生成手段と、前記患者の状態を検出、出力する計測手段と、この計測手段が 出力する信号に基づいて前記治療対象臓器の動きを同定し、治療対象臓器の動態を同期信号として前記制御指令生成手段に出力する同期信号発生手段と、を含んでなり、前記制御指令生成手段は、生成した前記制御指令に前記同期信号に基づく制御を付加して前記患部組織操作手段に出力し、かつ前記同期信号が治療対象臓器の拍動状態を示すものであるとき、該同期信号に基づいて前記操作入力手段の動作を抑制するように構成されていることを特徴とする手術装置。

【請求項2】 前記計測手段は、心臓の拍動を促す神経電位の変化を検出する心電計測手段と、心音を検出する心音計測手段と、心臓の拍動を検出する心機計測手段と、呼吸動を検出する呼吸計測手段と、治療対象臓器の計測を行う患部組織計測手段と、を含んでなることを特徴とする請求項1記載の手術装置。

【請求項3】 前記制御指令生成手段は、同期信号発生手段からの同期信号に従って、治療対象臓器の対象患部が動いている間は、患部組織操作手段が治療対象臓器の治療対象部位に接触しないようにする制御指令を出力するものであることを特徴とする請求項1または2に記載の手術装置。

【請求項4】 同期信号発生手段は、患部組織計測手段が術前および術中に断層撮像を繰り返すことによって得られる対象患部部位の動きに関する時系列画像情報と、心電検出手段から得られる拍動の時系列情報と呼吸計測手段から得られる呼吸動の時系列情報とから、拍動・呼吸動と実際の対象部位の動きのタイミングを逐次学習することを特徴とする請求項2又は3記載の手術装置。

【請求項5】 前記患部組織操作手段に、対象患部との距離や対象患部との接触力を検出するセンサを設け、このセンサの出力及び前記計測手段の出力を画像として統合表示する統合情報提示手段を設けたことを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の手術装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療用機器に係り、循環器系、呼吸器系、脳・神経系、腹腔内各種臓器等の外科手術において術者の患部への治療行為を支援する手術装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、手術の支援を行う装置としては特開平08-299363号公報記載の手術用マニピュレータシステムがある。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】前記特開平8-299363号公報開示の技術は、手術の際に、事前に超音波振動子を患者の体表面に配置し、手術中、この超音波振動子を用いて患部の画像計測情報を逐次参照することによって、患者の安全を確保し、低侵襲の手術支援装置を

10 提供しようとするものである。従来は画像情報として超音波を用いた心エコーヤX線をモダリティとしたフルオログラフィやディジタルサブトラクションアンギオグラフィ(DSA)などが利用できた。しかしながら心エコー画像は判読に熟練を要し、また計測可能な断面の方向が限られているため、必ずしも必要な方向からの撮像ができるとは限らなかった。またX線をモダリティとした各種画像計測装置は放射線被曝、特に医師の側の被曝が大きな問題となっていた。

【0004】一方、心臓・血管等の循環器系は、拍動によ

20 りてその形状が時間的に急に変化するため、非常に外科的治療のしにくい臓器群のひとつであった。簡単な症例では大腿大動脈などから延々とカテーテルを入れて手術を行う術式も試みられている。しかし、カテーテルを用いた術式はきわめて簡単なものに限られている。より複雑な治療を必要とする症例では、患部付近を大きく切開し、場合によっては拍動を押さえるための治具や人工心肺を併用して心臓の拍動を一時的にゆるやかもしくは小さくしたり停止したりしておいて手術を行っていた。これは患者にとって非常に大きな身体的ダメージとなり、手術に要する時間を長くし、その成功率や予後の回復度を低下させ、また回復にかかる時間も非常に長くしていた。この種のダメージを減らすには心肺停止ができるだけ行わず、かつ開創を小さくし短時間で手術をする必要がある。前記特開平8-299363号公報開示の技術などに見られるように、手術の際の傷口を小さくすれば手術および回復に要する時間は非常に短くなり、術後のQOL(quality of life)も格段に向かうことが言られている。しかしながら、執刀医自身の手で小さな傷口から術具を挿入し、臓器の動きに注意しながら狭い空間で手術を行うのは、熟練した執刀医にとっても非常に困難な作業である。

30 【0005】本発明は上記のような事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、手術操作の際に患部が動くことによる手術への影響を、治療対象臓器の拍動を拘束することなく、低減することである。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するためには、治療対象臓器が動いているときには、当該臓器に対する処理操作をやめて該臓器から離れ、治療対象臓器が静止している間に当該臓器に対する処理操作を行うよ

うにする必要がある。そのためには、治療対象臓器がいつ動き、いつ動きを止めるかを知らなければならない。治療対象臓器がいつ動き、いつ動きを止めるかを知ったら、治療対象臓器に対して物理的或いは化学的な処理を行う装置に対して、治療対象臓器の動きの予測に応じて、処理操作をやめて治療対象臓器から離れる、あるいは治療対象臓器に接近して処理操作を行うように指示すればよい。

【0007】本発明は、上記課題を達成するために、入力される制御指令に基づいて患者の治療対象臓器の対象患部に対して物理的或いは化学的な処理を行うスレーブアームである患部組織操作手段と、操作者に操作されて前記患部組織操作手段に行わせる動作を模擬した動作を行うことにより患部組織操作手段の動作を規定する操作情報を生成、出力するマスターアームである操作入力手段と、前記操作情報に基づいて患部組織操作手段に対する制御指令を生成して出力する制御指令生成手段と、患者の状態を検出する計測手段と、この計測手段が出力する信号に基づいて治療対象臓器の動きを同定し、治療対象臓器の動態、すなわち、治療対象臓器が静止状態か拍動状態かそれとも両者の一方から他方へ遷移しようとしているのか、を同期信号として前記制御指令生成手段に出力する同期信号発生手段と、を含んで手術装置を構成し、前記制御指令生成手段は、生成した前記制御指令に同期信号に基づく制御を付加して前記患部組織操作手段の動作を制御し、かつ前記同期信号に基づき、治療対象臓器が動いている間は操作入力手段の動作を抑制する拘束信号を出力するものとし、前記操作入力手段は前記制御指令生成手段から出力される前記拘束信号に応じてその動作が抑制されるように構成されている。

【0008】前記計測手段としては、心臓の拍動を促す神経電位の変化を検出する心電計測手段と、心音を検出する心音計測手段と、心臓の拍動を検出する心機計測手段と、呼吸動を検出する呼吸計測手段と、治療対象臓器の計測を行う患部組織計測手段と、を設ければよい。患部組織計測手段は、術前および術中に断層撮像を繰り返すこととて対象患部部位の動きに関する時系列画像情報を出し、心電計測手段は心臓拍動の時系列情報を、呼吸計測手段は呼吸動の時系列情報を、それぞれ出力する。

【0009】操作入力手段は、操作者に操作されて前記患部組織操作手段に行わせる動作を模擬した動作を行うもので、その動作に応じて、患部組織操作手段の動作を規定する操作情報を生成、出力するマスターアームである。操作入力手段はまた、制御指令生成手段が出力する信号（拘束信号）により、その動作を抑止、あるいは動作の抑止を解除されるように構成される。

【0010】前記制御指令生成手段は、前記操作情報に基づいて患部組織操作手段に対する制御指令を生成して出力するとともに、治療対象臓器の動態を同定した同期信号発生手段からの同期信号に従って、治療対象臓器の

対象患部が動いている間は、前記操作情報に基づいて生成された制御指令に関わりなく、患部組織操作手段が治療対象臓器の対象患部に接触しないようとする制御指令を出し、併せて前記操作入力手段の動作を抑止する。制御指令生成手段はまた、前記同期信号が治療対象臓器が拍動状態から静止状態に遷移したことを示すとき、操作入力手段の動作の抑止を解除するとともに、患部組織操作手段に対して前記操作情報に基づいて生成された制御指令による動作を再開させる。

【0011】また、前記同期信号発生手段は、患部組織計測手段が術前および術中に断層撮像を繰り返すこととて得られる対象患部部位の動きに関する時系列画像情報と、心電検出手段から得られる拍動の時系列情報と呼吸計測手段から得られる呼吸動の時系列情報とから、拍動・呼吸動と実際の対象部位の動きのタイミングを逐次学習するように構成する。

【0012】時系列画像情報を出力する患部組織計測手段としては、MRI装置、超音波エコー撮像装置、胸部X線撮像装置、X線CT装置などの患部の画像情報を取得、出力するものとするのが望ましい。

【0013】また、患部組織操作手段に、対象患部との距離や対象患部との接触力を検出するセンサを設け、これらセンサの出力及び前記計測手段の出力を画像として統合表示する統合情報提示手段を設けてもよい。

【0014】患部組織操作手段は、制御指令生成手段から出力される制御指令に基づいて手術のための動作を行うが、患部組織が拍動・呼吸等の理由で動いている時には制御指令生成手段から出力される信号に基づいて手術のための動作を停止し、対象患部と一定距離を保つよう回避運動を行う。回避運動の目標値を求めるための対象患部の拍動による移動距離・方向は、同期信号発生手段によって術前に学習され獲得されるが、術中にもこの学習は継続されるのが望ましい。回避運動終了時には患部組織操作手段は回避開始時の位置姿勢に復帰する。また患部組織（対象患部）が静止している時には患部組織操作手段は、操作入力手段から出力される操作情報に基づいて制御指令生成手段が生成した制御指令に追従するように動作する。なお対象患部が動いている時には操作入力手段は制御指令生成手段からの信号によって機構的にロックされるとともにその間に制御指令生成手段に入力された操作情報は無視される。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態の例を説明する。図1に本発明の実施の形態である手術装置の構成を示す。図示の手術装置は、手術を受ける患者111の心臓の拍動を促す神経電位の変化を検出する心電計測手段である心電計測センサ108と、同じく手術を受ける患者111の心音を検出する心音計測手段である心音計測センサ109と、同じく手術を受ける患者111の心臓の拍動を検出する心機計測手段である

心機計測センサ110と、同じく手術を受ける患者111の呼吸動を検出する呼吸計測手段である呼吸計測センサ116と、心電計測センサ108と心音計測センサ109と心機計測センサ110と呼吸計測センサ116の各出力側に接続された同期信号発生手段である同期信号発生部106及び統合情報提示手段である統合情報提示器107と、同期信号発生部106及び統合情報提示器107に接続された患部組織計測手段である患部組織計測部104と、同期信号発生部106の出力側に接続された制御指令生成手段である制御指令生成部102と、制御指令生成部102に接続された操作入力手段である操作入力器101と、制御指令生成部102及び統合情報提示器107に接続された患部組織操作手段である患部組織操作器103と、を含んで構成されている。

【0016】また図中の矢線は各手段間でやりとりされる情報・信号を表すが、特に矢線112は患部組織操作器103から患部への働きかけ、矢線113は患部組織操作器103の検出した各種センサ情報、矢線114は患部組織計測手段から発せられた計測のための各種の信号、矢線115は患部組織から透過・反射もしくはそこから二次的に励起された信号を表す。

【0017】心電計測センサ108は患者の心電位の時間的变化を検出する。心音計測センサ109は患者の心音を検出する。心機計測センサ110は主に患者の心尖拍動すなわち機械的運動を検出する。呼吸計測センサ116は患者の呼吸の周期を検出する。なお、心機計測センサ110に代えて、血圧を計測して電気信号として出力する装置を用いるようにしてもよい。

【0018】患部組織計測部104は侵襲性の低いとされるさまざまなモダリティによる治療対象臓器の計測（例えば、MR I、X線CT、超音波エコー）を術前・術中に行い、画像を中心とした患部組織の情報を短い周期で獲得して、統合情報提示器107及び同期信号発生部106に出力する。

【0019】同期信号発生部106は、まず術前に患部組織計測部104と心電計測センサ108、心音計測センサ109および心機計測センサ110、呼吸計測センサ116からの計測情報に基づいた時系列的解析を行い、対象患部の存在する臓器動態を同定し、概略の拍動周期と呼吸周期および各情報間のタイミングを学習する。術中では上記各手段からの情報により逐次繰り返し学習を行うとともに学習結果として患部の拍動期（拍動・呼吸動を含む、以下同じ）と静止期を示す同期信号を発生し、これを前記制御指令生成部102に伝える。

【0020】制御指令生成部102は操作入力器101から入力される操作情報を同期信号発生部106からの同期信号と合成して患部組織操作器103に対する制御指令を生成出力するとともに、患部組織操作器103からの各種センサ信号の値に応じて制御指令に対して変更を加える。

【0021】患部組織操作器103は制御指令生成部102から入力された制御指令に基づいて動作し、機械力や各種

エネルギーの放射等を利用して患部組織を物理的もしくは化学的に変化させる（例えば手術をする）とともに、装備した各種センサの検出信号を制御指令生成部102に伝達する。

【0022】統合情報提示器107は、患部組織計測部104

によって得られる断層画像を主体とした計測情報と、患

部組織操作器103によって得られる患部組織の内視鏡的

光学映像および各種センサ情報をモダリティ変換したも

の、および心電・心音・心機・呼吸計測手段108～110、

116から得られる時系列的情報を適切に統合して合成・

配置し、使用者に音声を伴う画像情報として提示する。

なお、この統合情報提示器107に代えて、前記内視鏡か

ら出力される対象患部の画像を用いるようにしてもよ

い。

【0023】使用者は、統合情報提示器107から提示さ

れる画像を中心とした情報を参照しながら操作入力器10

1を、患部組織操作器103を動かしたいように動かし、操

作入力器101の動作を介して患部組織操作器103に対して

望む操作を入力する。患部組織操作器103と操作入力器1

01は、操作入力器101をマスターとし、患部組織操作器1

03を制御指令生成部102を介して動作するスレーブとする

マスタースレーブマニピュレータを構成している。

【0024】次に図2を用いて操作入力器101を説明す

る。操作入力器101は、図示のように、鉗子先端の位置

／力指令入力部201、ファイバレーザ先端の位置指令入

力部202、内視鏡先端の位置指令入力部203を含んで構成

され、鉗子先端の位置／力指令情報205、ファイバレー

ザ先端の位置指令情報206、内視鏡先端の位置指令情報2

07、をそれぞれ出力する。鉗子先端の位置／力指令情報2

05、ファイバレーザ先端の位置指令情報206、内視鏡先

端の位置指令情報207が、操作情報を構成している。

【0025】位置／力指令入力部201には、力センサ204

が実装されている。鉗子、ファイバレーザ、内視鏡は後

述のように患部組織操作器103の要素であるマニピュレ

ータ（スレーブ）の先端に取り付けられており、前記各

指令入力部201～203はそれらの位置姿勢／力を指令する

もの（マニピュレータ（マスター））である。これらは

例として挙げたものであり、他に必要な工具等があれば

その位置姿勢／力を指令する入力部は逐次追加される。

患部組織操作器103におけるマニピュレータ（スレ

ーブ）も同様である。

【0026】操作入力器101は複数の多関節リンク機構

であり、その先端の位置姿勢および先端に加える力を操

作入力の指令値（操作情報）として出力するものであ

る。ファイバレーザおよび内視鏡に関しては力制御は必

要ない。鉗子については接触作業を行う際に力制御が必

要になることがあるため位置／力指令入力部201はその

先端に特に力センサ204を具備している。

【0027】操作入力器101から出力された指令情報205

～207は、制御指令生成部102によって適切な変換を受

け、患部組織操作器103に対してその構成手段であるマニピュレータの制御指令として渡される。変換の内容については後述する。操作入力器101先端（マスターマニピュレータ先端）の位置姿勢は前記各指令入力部201～203の各関節の角度もしくは位置センサ（図示せず）によって検出された角度もしくは位置の値をそのリンク機構に関する順運動学式に代入することで得られる。鉗子先端に加わる力は力センサ204によって検出される。このように指令情報は操作入力器101先端の空間座標を基準として与えられるため、前記各指令入力部201～203の機構構成は患部組織操作器103の各マニピュレータと必ずしも一致している必要はない。

【0028】またこれも図示しないが、各指令入力部201～203の各関節はアクチュエータおよび関節ロック機構を備えている。アクチュエータは後述するマニピュレータに対する操作入力を行う際に、使用者が操作入力を円滑に行うための反力を与える。反力はマニピュレータが位置制御の場合は手応えを与える仮想的なものであり、力制御の場合はマニピュレータからの力反射となる。関節ロック機構は後述のように治療対象点の拍動期もしくは運動期におけるマニピュレータへの操作入力行為を抑制するために用いられる。ロック機構の駆動（マニピュレータ動作の抑止）／解除は、同期信号発生部106から送られる同期信号を受けた制御指令生成部102が、操作入力器101に駆動／解除を指令することによって行われる。なおここに図示したものは一例であり、手術に必要な自由度の位置姿勢あるいは力を入力し得るだけの軸数があれば直列／並列あるいはその混成等どのような機構構成でもよい。またこれも図示はしていないが、上記の機構には使用者手元でのロック／アンロック、制御モードの手動切替などのスイッチ類が取り付けられている。そういう類いの切り替えはフットスイッチや音声コントロール等によって行われるようにしてある。

【0029】制御指令生成部102は、操作入力器101から入力される操作情報に対して同期信号発生部106から入力される同期信号を合成し、治療対象臓器の静止期にのみ操作入力器101からの操作情報の通り患部組織操作器103が動作するように制御指令を生成する。制御指令生成部102はまた、治療対象臓器の静止期以外の操作入力を抑制するために、操作入力器101に対してリンク機構のロックを指令するとともに静止期から拍動（運動）期および拍動（運動）期から静止期への遷移を円滑に行うために操作入力器101の操作反力を制御する指令を生成する。詳細は後述する。

【0030】図3は患部組織操作器103の構成配置の1例である。図示の患部組織操作器103は、鉗子マニピュレータ301、内視鏡マニピュレータ302、吊り上げ・保持装置303、及び開放型MR I 304から構成されている。図中の開放型MR I 304はその磁石部分を表している。各マニピュレータの先端には術具もしくは内視鏡が取り付け

られる。図3には見やすくするために、マニピュレータは1基のみ描かれているが、術式や状況に応じてこれらマニピュレータの数は変えることができる。術具は鉗子や剪刀などの機械力を発生するもの、あるいはファイバーレーザのようにエネルギーを放射することによって治療対象臓器の対象点（対象患部）に物理的・化学的变化を起こさせるもの、もしくは薬品等を対象点に導くものなどが用意される。

【0031】前記図1に示すように、これら機械力もしくはエネルギー放射等による患部への働きかけは矢線112で示されている。患部組織操作器103を構成するマニピュレータの例としては、鉗子マニピュレータ301のような多関節のリンク機構が挙げられる。このマニピュレータは、前述のように、操作入力器101である多関節リンク機構といわゆるマスタスレーブマニピュレタシステムを構成している。スレーブマニピュレータである鉗子マニピュレータ301、内視鏡マニピュレータ302は操作入力器101から制御指令生成部102を経由して伝えられた制御指令を逆運動学により各関節の角度もしくは位置あるいはトルクの指令に分解し、各関節をこれに従うように制御する。

【0032】各マニピュレータ（スレーブ）の先端には、患部への接近を検知する近接センサや接触力を検出するための力センサが取り付けられている（図示せず）。図1における矢線113はこれらのセンサ情報を表している。これらの患部と相互作用することで得られる外界センサ情報（前記矢線113で表されている情報）およびマニピュレータの各関節角などの内界センサ情報は、患部組織操作器103から制御指令生成部102へ送られ、制御指令生成・変更のための情報として用いられる。各関節角・接触力および近接の度合などの情報はさらに操作入力器101まで送られ、マスタ機構に於ける力反射や設定範囲・設定条件外操作の抑制を目的とした仮想反力の発生に用いられる。

【0033】一方、これらの情報は後述する統合情報提示器107へも送られる。統合情報提示器107の中では、角度や力・近接距離といった情報をモダリティ変換し、画像や音声等で表現するような処理が行われる。なお患部組織操作器103の各リンクの構造材は強磁場中の使用を想定しているため、アルミニウム・銅・チタニウムなどの非磁性金属もしくはエンジニアリングプラスチックなどの高分子材料を用いている。各関節の駆動用アクチュエータも同様であり、駆動原理として電磁力を発生せずまた材料的にも磁性金属を使用しないもの、例えば超音波モータや水圧・空気圧等の流体アクチュエータなどを使用している。

【0034】各関節は高分子ワイヤ（ケブラーなど韌性の高い高分子材料でできているワイヤ）による駆動を行い、ワイヤ駆動のためのアクチュエータは磁場の外に設置することもできる。また図3に示す吊り上げ・保持裝

置303は吊り上げ・保持装置の一例である。構造材に非磁性材料を使用する点は、前記各マニピュレータと同じである。ただし吊り上げ・保持装置の関節には駆動のためのアクチュエータは付けず、抵抗・保持力のみを発生させるような機構としてある(図示せず)。すなわち流体シリンダによる粘性抵抗力・保持力、あるいは電磁力以外の駆動原理を用いたクラッチ、例えば電気粘性流体クラッチなどを使用する。これによりアクチュエータの故障等による吊り上げ・保持装置の暴走を本質的に防止することができる。

【0035】次に図4を用いて患部組織計測部104を説明する。図示の患部組織計測部104は、術中計測部401と、術前計測部402で構成されている。術中計測部401は、M R I 装置403、超音波エコー撮像装置404、心カテーテルなどその他の術中計測装置405からなり、術前計測部402は胸部X線撮像装置406、X線C T装置407、D S A、シンチグラム、心磁計などその他の術前計測装置408からなっている。図のように患部組織計測部104は複数モダリティの計測機器によって構成されている。

【0036】主モダリティであるM R I 装置403には開放型M R I を用いる。M R I によって治療対象臓器の任意断面を示す画像が得られる。またM R I はアンギオグラフィとしても使用できるのでこれによって血流を可視化することができる。M R I による撮像は術前だけでなく術中にも行われる。方式としてE P I (echo planerim aging)やF S E (fast spin echo)を選択することで高速撮像が可能になり、画像は短い周期で更新される。術中では超音波エコー404を併用する。これらの計測情報(画像)は統合情報提示器107に送られる。また術前では血管造影や胸部X線406、X線C T407、D S Aなどによる撮像を行っておく。これらの術前画像も統合情報提示器107へ予め送られており、術中では上記の術中計測によって得られた画像と併せて合成提示される。なお図中における各計測装置と患者との間の矢印のうち、実線のものは図1における矢線114に相当し、破線のものは同じく図1における矢線115に相当する。

【0037】次に図5を用いて同期信号発生部106の同期信号発生の手順を説明する。まず、心電計測センサ108で心電を、心機計測手段109で心尖拍動を、それぞれ検出する(ステップ501)。これと同時に拍動の1シーケンス中に前記のX線C TもしくはM R I による高速撮像を行わせ、画像処理によって画像間の差分を取る(ステップ502)。これら差分を同一の時間軸に置いて比較する。心電計(electrocardiography、以下E C G)のP R S波の立ち上がりと心機計(apex cardiogram、以下A C G)の波形から、心室興奮から心尖拍動までの時間遅れが計測できる。A C Gの波形からは拍動期および静止期を決定することができる。またその時の拍動の大きさは上記の画像差分から得られる(ステップ503)。これをある程度繰り返すことにより心室興奮から心尖拍動までの時間遅

れおよびその時の拍動の大きさを学習することができる。

【0038】さらに拍動の周期自身を、E C GおよびA C Gの時系列信号をフーリエ解析もしくは自己回帰移動平均(A R M A)モデルを用いた繰り返し同定などにより求める(ステップ504)。このとき今回の同定結果の1回前の同定結果との相違が予め定めた値以下になるまで(例えばモデルの係数の差の自乗和をとり、あるしきい値との大小を比較する)計測と同定学習を繰り返す(ステップ505)。こうして術前に得られた拍動の周期・大きさ・拍動期と静止期の時間および遷移タイミングに対して安全側のマージンが加えられ、これが術中における計測開始時の参照値とされる(ステップ506)。

【0039】術中は上記の参照値を初期値とし、術前と同様に逐次繰り返し学習を行い上記のそれぞれの値を更新修正してゆく。以上により拍動の周期・大きさ・拍動期と静止期の時間および遷移タイミングが直前に予測できる。しかしながらこれらは予測値であり、遷移タイミング特に静止期から拍動期への遷移タイミングは検出を誤ると非常に危険である。よって静止期から拍動期への遷移を示すための信号の変化は予測されたタイミングと実際のE C G波形のP R Sの立ち上がりのうちより安全側すなわちより早い方で起こるようにする。拍動期から静止期への遷移を示すための信号の変化も同様に、予測されたタイミングと実際のA C G波形の傾きがある一定値以下でかつ値そのものも一定値以下になった時点のうちより安全側すなわちより遅い方で起こるようにする。

【0040】予測された遷移タイミングが安全側にある例を図6に示す。図6は、典型的な心機・心電波形のタイミングを示す。同期信号は、例えば図に示すように、静止期から拍動期への遷移でL o w(零)になり、拍動期から静止期に遷移した時点でH i g h(ある一定レベル)になるようなものを考える。実際には、例えば心臓の場合、拍動期の長さは、0.5秒のオーダーである。この信号の立ち上がり／立ち下がりで制御指令生成部102の患部組織操作器103に対する制御指令の送り出し(手術の実行)／抑制(静止や回避運動)及び操作入力器101の動作抑止／解除が制御される。

【0041】また治療対象部位によっては呼吸による動きが影響するかもしくは支配的な場合がある。その際には前記のセンサ群に呼吸計測センサ116を付加しその出力を加えた上で学習を行い、拍動と呼吸動を合わせた運動期と静止期を示す同期信号を出力するようとする。制御指令生成部102は、上記同期信号を受けて、患部組織操作器103の手術の実行／抑制(静止や回避運動)及び操作入力器101の操作入力動作の抑止／解除を指令する。すなわち同期信号がL o wの間(拍動期)には操作入力器101の機構部をロック(動かないように固定)するよう指令するとともに患部組織操作器103中の各機構に対する位置等の指令値を一定に保つ(静止を指示する場

合)か、あるいは患部表面から一定の距離を保つように指示する。Highの間は、操作入力器101から入力される操作情報に対して予め設定されている可動範囲や速度・加速度の上限を超えないように操作情報の指令値に対してリミットをかけて患部組織操作器103に制御指令を送る。その一方で操作情報の指令値が設定されたリミットを超えそうになったときは反力を大きくして手ごたえを増すようにし、使用者がリミットを超える入力をしないようにする。

【0042】反力の時間的变化は例えば図7のように起こる。LowからHighへの遷移の際に操作入力器101の機構部のロックが急速に解除されると、そのままでは使用者への手ごたえが急に軽くなり、使用者は自分の意図しないような過大な操作入力をしかねない。そこでロック解除の直後は反力を大きくしておき、それを徐々にかつ滑らかに下げてゆくように発生する反力を制御する。また逆にHighからLowへの遷移の際には急速に操作入力器101の機構部がロックされる。そのままでは使用者への手ごたえが急に重くなり、使用者は自分の意図しないような過大な操作入力をしようとしかねず、それによって操作している手を傷めたりする可能性がある。そこでロックの直前(今回の拍動時刻は繰り返し学習により予測し、PRSにより検知)には反力を徐々にかつ滑らかに大きくしてゆくように発生する反力を制御するものとする。図では反力の変化は同期信号の立ち下がりの時点から始まり、心尖拍動開始時までに使用者が簡単には動かせない程度の大きさに達するようになっている。しかし反力の変化は例えば予測される遷移タイミングのかなり前から始まるようにしてよい。また反力の変化は心尖拍動の立ち上がりの時点までに確実に整定するように十分速い時定数で起こるように設定する。

【0043】上記の仕組みは反力発生部のみでも実現できるが、反力発生部の過負荷防止や操作入力の確実な抑制を可能にするロック機構部を併用するのが安全性を高めるためには必要である。なお例えば拍動期において操作入力器101をロックしている際に位置姿勢入力があったとしても、制御指令生成部102は遷移直前の指令値たとえば位置姿勢を保持する。

【0044】患部組織操作器103は静止期には操作入力器101からの入力に対して追従するように動くが、拍動期にはマニピュレータが拍動する対象患部臓器と衝突しないように、制御指令生成手段からの入力に基づき自動的に回避運動を行う。まず治療対象点が臓器の表面である場合について考える。図8は対象点を含む臓器の動きとそれに対するマニピュレータの動きを示す。図8において、実線801は対象点が遠ざかった時のマニピュレータの姿勢、点線802は対象点が近付いた時のマニピュレータの姿勢、実線803は遠ざかった時の対象点を含む臓器の表面、点線804は近付いた時の対象点を含む臓器の表面、位置805は治療対象点が遠ざかった時の位置、位

置806は治療対象点が近付いた時の位置、実線807は対象点が遠ざかった時の直動関節の可動部分、点線808は対象点が近付いた時の直動関節の可動部分、位置809は遠ざかった時の治療対象点の位置、位置810は近付いた時の治療対象点の位置、位置811は治療対象点が近付いた時の直動関節の可動部分の先端位置、をそれぞれ示す。

【0045】治療対象点の拍動期における動き(大きさと方向)は術前および術中の繰り返し学習によって概ね判断できる。これによって次回の拍動時刻および対象点

10における移動距離・方向を予測することができ、これらの値はマニピュレータ先端の回避運動のための目標値として与えられる。マニピュレータは次回の予測拍動時刻の直前に回避運動を開始し、拍動による対象点との衝突を避ける。一回の拍動シーケンスに合わせてマニピュレータ先端は回避運動を行い、拍動期終了時には回避運動開始直前の位置姿勢に復帰する。

【0046】なお学習による予測値は拍動周期に関して安定している症例に対して適用する。不整脈や心室早期興奮等の症状を併せ持つ症例の場合は、学習による予測に限界があるので、主に実際に検出した心電・心機の立ち上がり・立ち下がりのタイミングの方を優先する。

【0047】マニピュレータ先端の回避のための運動は、必要な先端の運動を逆運動学で解いて関節ごとの動きに分解し、これに従って各関節を動かすことによって対象点の予測される運動方向に対して起こせばよい。図8の左側はこの方法を簡略に描いたものである。図中では省略してあるが、マニピュレータは回避運動および求められる作業に必要なだけの自由度を有するものとする。すなわちマニピュレータの自由度は1以上何自由度の場合もあり得る。この場合対象点の動きとマニピュレータ先端の動きは実線803および位置806において治療対象点と一致しているかあるいは同一の一定距離を保持している。またはマニピュレータの一番先端の関節を直動関節で構成し、回避運動の際にはこの関節のみを進入方向に対して真後ろに下がるように動かすようにしてもよい。図8の右側はこれを簡略に描いたものである。図中では最も先端の関節である直動関節のみ描かれている。

この場合は対象点が遠ざかった時には位置809においてマニピュレータ先端の位置と一致もしくは一定の距離を保っているが、近付いた時にはマニピュレータ先端の位置811と対象点の位置810の位置関係は遠ざかった時と同一でない。しかし近付いてきた臓器に触れないというだけならば真後ろに十分な距離だけ下がれば十分である。

【0048】しかしながらこれはあくまで参照軌道を与えるのみであり、過去の履歴に関係のない突然的な動きが起こる場合もある。よってマニピュレータ先端には治療対象点との距離を計測するためのセンサを付け、前記とは別に、拍動期には常に治療対象点と一定以上の距離を保つような回避運動をするものとする。センサは例えば発光ダイオードとフォトトランジスタの組み合わせに

よるものや、いわゆるウィスカセンサと呼ばれるような、細く柔軟な端触子の動きや曲がりを根元で検出するようなものなどが考えられる。根元での検出は端触子の歪自身を歪ゲージ等で行う方法や、光ファイバを端触子に用いて光を通し、その曲がり具合によって変わる反射光の強さを測る方法などが考えられる。または超音波の反射や発光部とCCDカメラなどで構成される光学計測装置などを用いる方法でもよい。また接触作業の場合には距離は零であるがその場合にはマニピュレータ先端の接触力をある一定以下に保つように先端を運動させるよう制御を行うものとする。

【0049】治療対象点が臓器の内部の場合は開創された部分を表面と捉え、前記と同じ手順で回避運動をする。小さな開創から何らかの術具を挿入するような術式の場合は、上記のマニピュレータの先端に別の操作手段たとえば小型の多関節マニピュレータあるいは能動カテーテルを装着し、これを極小の開創から挿入する形となる。後者の場合はマニピュレータは臓器表面の挿入点に対して零の距離を保つような追従・回避運動を繰り返し、内部に挿入された小型マニピュレータは静止期には位置制御、拍動期には回避運動もしくはいわゆる倣い制御を行う。この小型マニピュレータに関しては関節数を比較的多くし、機械的に冗長に構成しておく。こうしておくことにより臓器内部の容積が拍動・呼吸動等によって狭くなった場合でも内壁を傷つけずに変形することができる。カテーテルの場合は表面に対する追従・回避運動を行うが、材質的にコンプライアンスを有しているので挿入された内部においては特に制御は必要としない。

【0050】以上の構成の手術装置によって、使用者は拍動・呼吸動による対象患部の動きを気にすることなく治療行為を続けることができる。

【0051】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、拍動や呼吸動によって生じる対象患部臓器の動態を検出し、この動態を同定した信号に従って操作入力や患部組織操作を間欠的に抑制することによって、手術操作の際に患部が動くことによる手術への影響を低減できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の構成例を示す系統図である。

【図2】図1に示す操作入力器の例を示す概念図である。

【図3】図1に示す患部組織操作器の例を示す断面図である。

【図4】図1に示す患部組織計測部の例を示す概念図である。

【図5】図1に示す同期信号発生部の動作手順の例を示す手順図である。

【図6】予測された拍動期から静止期への遷移タイミング及びその逆の遷移タイミングが安全側にある例を示すタイムチャートである。

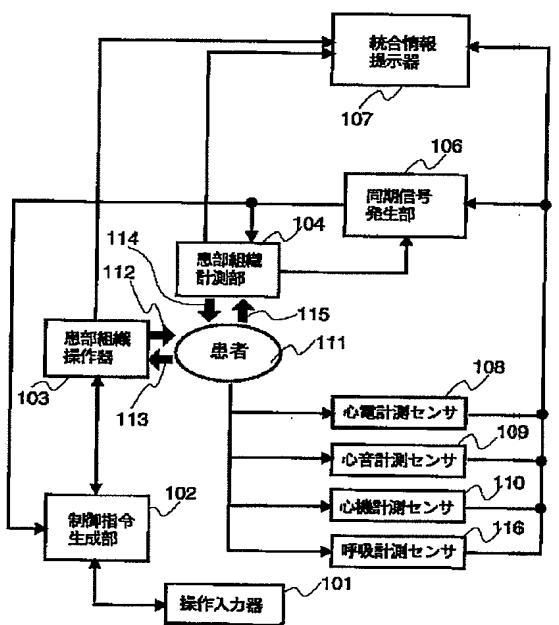
【図7】図1に示す実施の形態における操作入力器の操作反応の時間的変化の例を示すタイムチャートである。

【図8】図1に示す実施の形態における、対象点を含む臓器の動きとそれに対するマニピュレータの動きの例を示す概念図である。

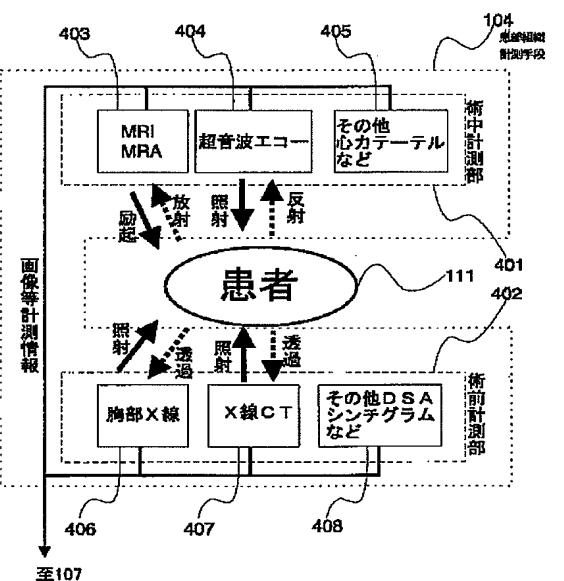
【符号の説明】

- 10 101 操作入力器
102 制御指令生成部
103 患部組織操作器
104 患部組織計測部
106 同期信号発生部
107 統合情報提示器
108 心電計測センサ
109 心音計測センサ
110 心機計測センサ
111 患者
- 20 112 患部組織操作器から患部への働きかけ
113 患部組織操作器の検出した各種センサ情報
114 患部組織計測部から発せられた計測のための各種の信号
115 患部組織から透過・反射もしくはそこから二次的に励起された信号
116 呼吸計測センサ
201 鋏子先端の位置／力指令入力部
202 ファイバーレーザ先端の位置指令入力部
203 内視鏡先端の位置指令入力部
- 30 204 力センサ
205 鋏子先端の位置指令情報
206 ファイバーレーザ先端の位置指令情報
207 鋏子先端の位置指令入力部情報
301 鋏子マニピュレータ
302 内視鏡マニピュレータ
303 吊り上げ・保持装置
304 患部組織計測部の構成要素のひとつである開放型MR I
- 40 401 術中計測部
402 術前計測部
403 MR I 装置
404 超音波エコー撮像装置
405 カテーテルなどその他の術中計測装置
406 胸部X線撮像装置
407 X線CT装置
408 DSA、シンチグラム、心磁計などその他の術前計測装置

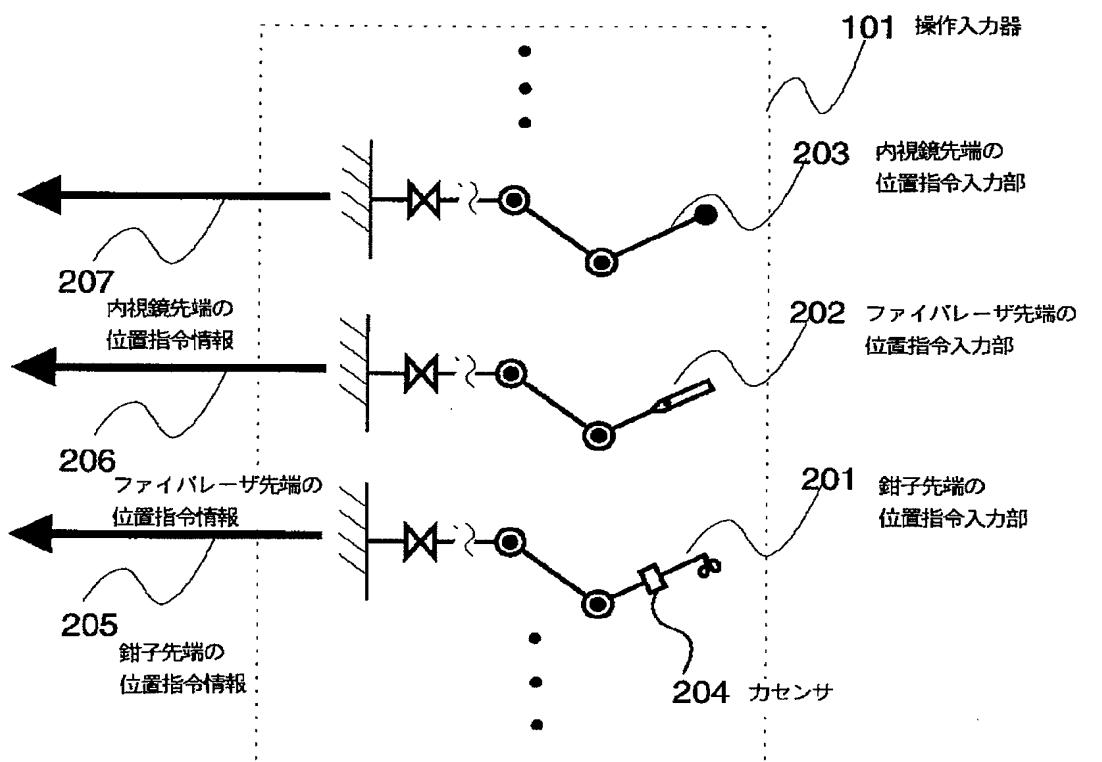
【図1】



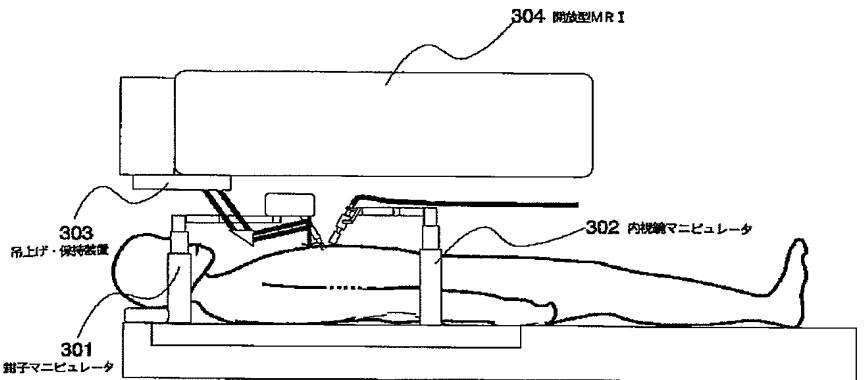
【図4】



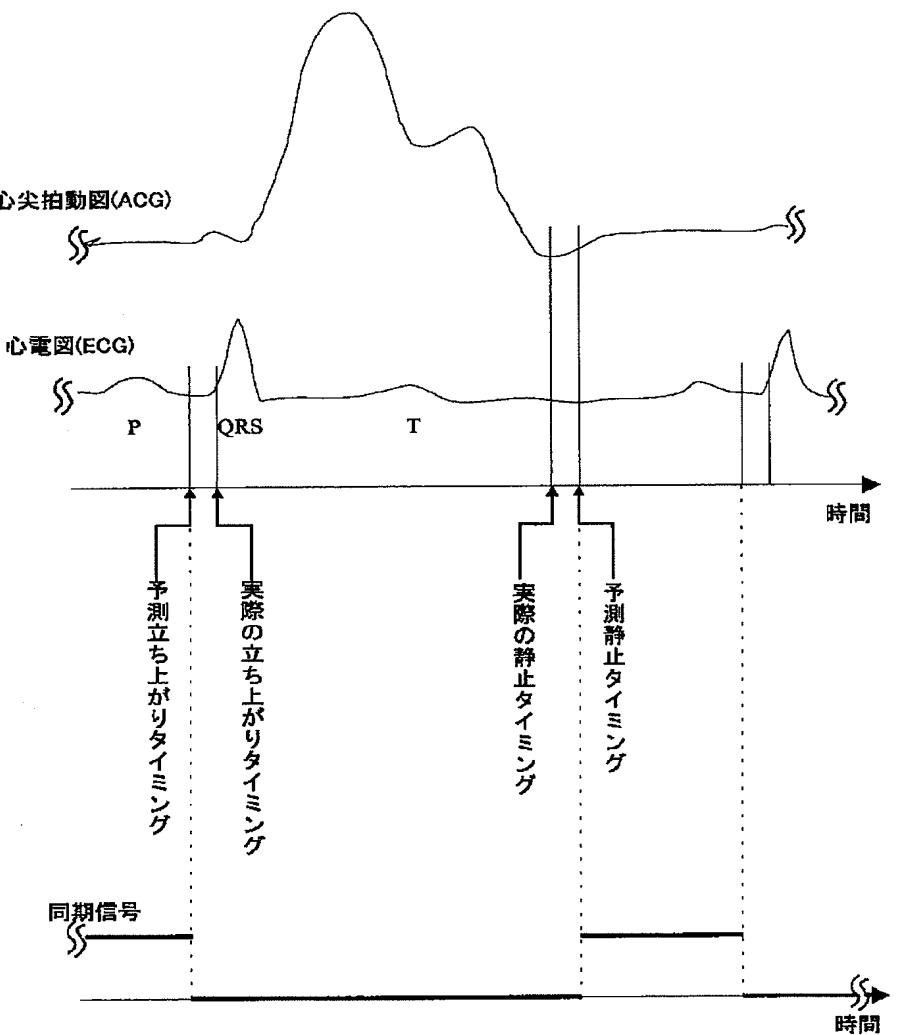
【図2】



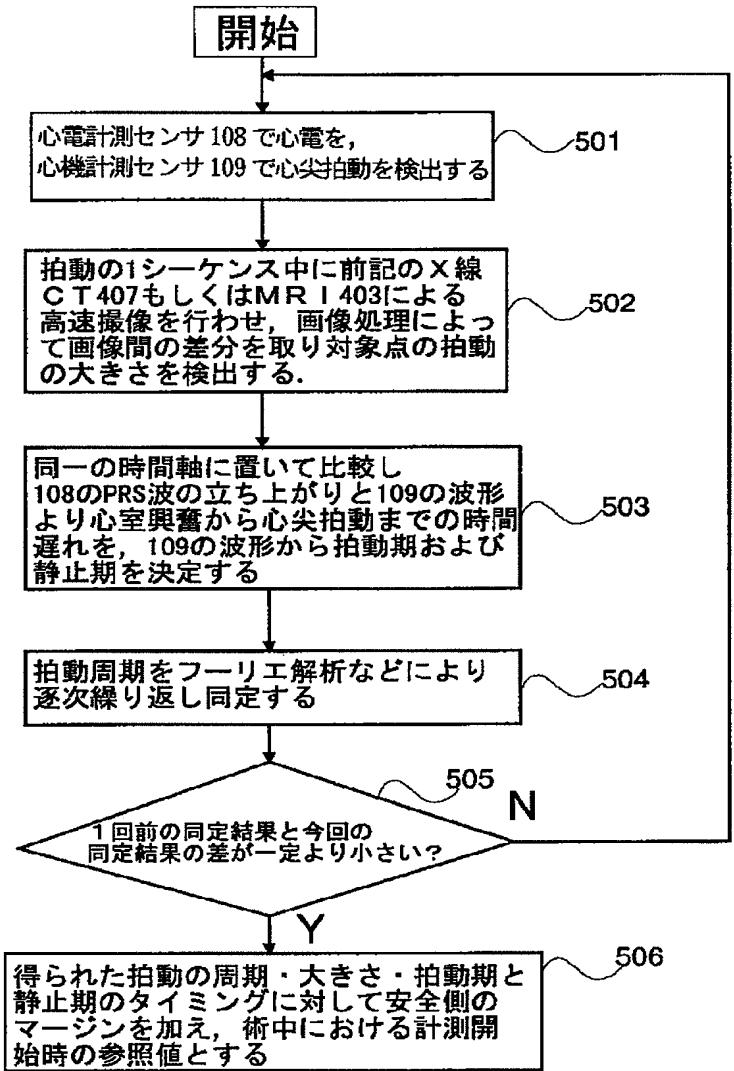
【図3】



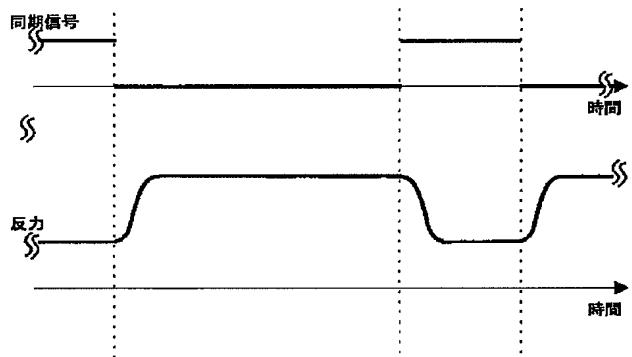
【図6】



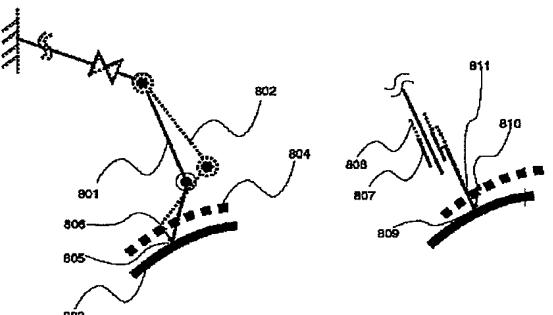
【図5】



【図7】



【図8】



801：対象点が過ぎた時のマニピュレータの姿勢
802：対象点が近づいた時のマニピュレータの姿勢
803：過ぎた時の対象点を含む機器の表面
804：近づいた時の対象点を含む機器の表面
805：過ぎた時の対象点の位置
806：近づいた時の対象点の位置
807：対象点が過ぎた時の直動部の可動部分
808：対象点が近づいた時の直動部の可動部分
809：過ぎた時の対象点の位置
810：近づいた時の対象点の位置
811：対象点が近づいた時の直動部の可動部分の位置

フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷B 25 J 3/00
7/00

識別記号

F I

A 61 B 17/36
17/39

テーマコード（参考）

330

(72)発明者 根本 泰弘

茨城県土浦市神立町502番地 株式会社日
立製作所機械研究所内

F ターム(参考) 3F059 AA10 BC02 DA01 DA08 DC01

DC08 EA05

3F060 AA10 BA10

4C027 AA00 AA02 BB05 GG01 GG05

KK00

4C060 GG01 GG21 KK30 MM24 MM25

MM26

(72)発明者 藤江 正克

茨城県土浦市神立町502番地 株式会社日
立製作所機械研究所内